



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA I : (ODONTOLOGIA
CONSERVADORA Y PROTESIS BUCOFACIAL)

**EVALUACIÓN IN VITRO DEL AJUSTE
MARGINAL VERTICAL EXTERNO DE CORONAS DE
ÓXIDO DE CIRCONIO FABRICADO POR CAD/CAM
SOBRE IMPLANTES**

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

Máster en Ciencias Odontológicas

AWAT A. AHMED

2018

**EVALUACIÓN IN VITRO DEL AJUSTE
MARGINAL VERTICAL EXTERNO DE CORONAS DE
ÓXIDO DE CIRCONIO FABRICADO POR CAD/CAM
SOBRE IMPLANTES**

Trabajo de Investigación

Máster en Ciencias Odontológicas

AWAT A. AHMED

Tutor:

Prof. Dr. Jaime del Río Highsmith

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA I : (ODONTOLOGIA
CONSERVADORA Y PROTESIS BUCOFACIAL)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

MADRID

2018

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	4
1.1 PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES	8
1.2 MATERIALES EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTE	9
1.2.1 ALEACIONES METÁLICAS	11
1.2.1.1 TITANIO Y SUS ALEACIONES	12
1.2.1.2 ALEACIONES DE COBALTO CROMO	13
1.2.2 CERÁMICA DE ÓXIDO DE ZIRCONIO	14
1.2.2.1 PILARES Y ESTRUCTURAS DE ZIRCONIA	18
1.2.2.2 ZIRCONIO Y TECNOLOGÍA CAD /CAM	20
1.3 BIOMECÁNICA EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES	22
1.4 INTERFASE IMPLANTO-PROTÉSIS	24
1.4.1 AJUSTE MARGINAL Y AJUSTE PASIVO	26
1.4.2 EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL	27
2. HIPÓTESIS	31
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	33
4. MATERIALES Y MÉTODOS	35
5. RESULTADOS	46
6. DISCUSIÓN	49
7. CONCLUSIONES	55
8. BIBLIOGRAFÍA	57

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Hoy día la restauración sobre implantes es ampliamente aceptada como una de las mejores opciones de tratamiento para reemplazar los dientes perdidos y restablecer la función masticatoria y estética, es considerado un tratamiento alternativo para las prótesis removibles, que pueden restaurar el edentulismo total, así como uno o más dientes perdidos (1).

La implantología moderna comenzó cuando Per-Ingvar Branemark, en 1952, estaba realizando experimentos utilizando placas de titanio dentro del hueso de un conejo, observó que el titanio tenía una propiedad única de fijación permanente al hueso y no se podía separar del hueso. esta conexión particular fue denominada como osteointegración. El concepto de oseointegración, fue originalmente propuesto y desarrollado en dos publicaciones fundamentales. Donde se describe esta como una conexión estructural-funcional directa entre el hueso vivo y la superficie del implante (2,3). Varios factores influyen en el proceso de oseointegración, entre estos podemos mencionar: La biocompatibilidad del material del implante, la topografía superficial del implante, el protocolo quirúrgico y el diseño protésico posterior y la fase de carga a largo plazo (4). El tratamiento con implante se compone de dos fases: la fase quirúrgica de colocación del implante y la fase de restauración. La restauración protésica tiene un papel importante en la tasa de éxito del tratamiento con implantes, que se fija al cuerpo del implante. Se usan dos métodos de fijación. Se pueden unir al implante con tornillos, o se pueden cementar a los pilares que se unen al implante. La restauración atornillada tiene las ventajas de reversibilidad, más estabilidad y seguridad en la interfase implante-pilar, mientras que la restauración cementada tiene la ventaja de la simplicidad de la técnica y también es más aceptable estéticamente (5).

La principal preocupación después de la colocación protésica es la durabilidad y longevidad de la prótesis, que está relacionada con la adaptación de los elementos que la componen y las propiedades biomecánicas asociadas a los componentes completos, es decir; su capacidad de toda la parte protésica para responder a las fuerzas a las que se enfrentarán durante su función. La buena adaptación en la interfase implante / prótesis es básica, y se considera un factor importante en la distribución del estrés, la respuesta biológica adversa y las complicaciones en el tratamiento protésico (6).

Obtener un ajuste pasivo y un buen ajuste marginal es fundamental desde perspectivas biológicas y mecánicas, porque la falta de una adaptación preciso puede conducir a la fractura de los componentes de la prótesis, el tornillo de pilar o el implante, también puede generar una distribución de fuerza inadecuada al hueso marginal, lo que podría causar una pérdida completa de oseointegración. Por otro lado, puede conducir a una acumulación bacteriana entre el implante y la parte protésica que podría causar una complicación biológica. La formación de microgap en la interfase implanto-prótesis, permite que los microorganismos penetren y colonicen la parte interna del implante, pueden causar una respuesta inflamatoria crónica, periimplantitis, pérdida ósea y finalmente fracaso del implante (7).

Hay varios factores que provocan desajuste implanto/protésico, como la toma de impresiones inexactas que pueden conducir a la distorsión del modelo, contactos del implante con la dentición adyacente que puede evitar que el pilar o la prótesis se asiente por completo, interferencias tisulares, como gingiva y / o hueso entre el pilar o prótesis y el implante, mezclar elementos de diferentes compañías puede causar inadaptación de los componentes (8).

La presencia de espacio en la interfase implanto-prótesis también puede verse afectada por el tipo de materiales utilizados para la fabricación del pilar o estructuras de

implante. Por esta razón, la elección de los materiales para la restauración protésica del implante es importante para el éxito del tratamiento. Diferentes materiales se han utilizado en la reconstrucción protésica, las aleaciones metálicas para la fabricación de los pilares y las estructuras han sido un estándar en el uso clínico durante muchos años. tienen buenas propiedades mecánicas y biocompatibilidad. Sin embargo, los sistemas cerámicos con alto contenido cristalino se introdujeron en odontología con el objetivo de reemplazar las estructuras y pilares metálicos (9).

Los requisitos esenciales para el éxito clínico de las restauraciones de coronas completamente cerámicas incluyen, buena estética, alta resistencia a la fractura y un ajuste marginal perfecto. El zirconio es el material cerámico más estudiado en la literatura y hoy día es ampliamente utilizado para la fabricación de prótesis sobre implantes, especialmente en la región anterior y para el reemplazo de un solo diente.

Otro factor que afecta la precisión del ajuste entre los componentes del implante son los métodos de confección de la restauración protésica del implante. Hoy día, la tecnología CAD / CAM para la fabricación de las estructuras de implantes es la opción de elección debido a la alta precisión, el ajuste pasivo, la flexibilidad de diseño, la alta calidad del material, la reducción del esfuerzo y el tiempo de laboratorio. Esta tecnología elimina los errores típicos de las técnicas de fundición clásicas, especialmente en la fabricación de estructuras grandes, donde se obtiene una gran mejora en la estructura implanto-protésica. (10)

Considerando la importancia del ajuste marginal como un factor para la complicación mecánica y biológica en la interfase implanto-prótesis, que afecta la durabilidad del tratamiento con implantes. **Este estudio in vitro buscó evaluar el ajuste marginal vertical externo entre implante y coronas de zirconio fabricadas mediante el método de fresado CAD / CAM.**

1.1 PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES

Las prótesis fijas sobre implantes ofrecen múltiples ventajas sobre las prótesis removibles ordinarias, tales como niveles más altos de retención, estabilidad, función y satisfacción del paciente. En este tratamiento, la restauración protésica representa el enfoque de los aspectos estéticos y funcionales que afecta el pronóstico a largo plazo de la rehabilitación. Varios tipos de prótesis fija sobre implantes están disponibles; la elección de cada tipo depende de varios aspectos clínicos: la posición del implante, la angulación, el espacio entre el plano oclusal y la superficie coronal del implante y la distancia vertical entre la plataforma del implante y los tejidos periodontales (11).

Por lo tanto, el tipo de restauración protésica que se utilizará debe decidirse antes de la colocación quirúrgica del implante durante la fase de la planificación del tratamiento. Las prótesis se pueden clasificar de acuerdo con diferentes criterios, tales como cantidad de dientes perdidos (unitarias, parciales, completos), localización (anterior, posterior), materiales (metal-cerámica, zirconio), y etc.

Según los dientes perdidos, pueden clasificarse en, prótesis unitarias sobre implantes, prótesis parciales sobre implantes, prótesis completa sobre implantes (12). En las prótesis unitarias se utiliza un solo implante para reemplazar un diente perdido: cada corona protésica se une al su propio implante. Una prótesis parcial puede reemplazar dos o más dientes, mientras que la prótesis completa reemplaza a todos los dientes en la mandíbula superior o inferior, el número de implantes que se colocará varía según el tipo de prótesis. Las prótesis fijas unitarias se han convertido en un método bien establecido y preferido para reemplazar un diente perdido. Se ha informado que tienen una alta tasa de supervivencia y menos complicaciones técnicas. Sin embargo, este tipo de tratamiento supone un gran desafío desde el punto de vista del implante y la prótesis (13).

La fijación de la restauración protésica al implante puede ser atornillada o cementada. Las restauraciones cementadas sobre implante se han convertido en fundamentales, sin embargo, existe una tendencia hacia un mayor uso de restauraciones atornilladas, la capacidad de recuperación y reajuste del tornillo es la principal ventaja de éstas; además, permite un mejor control de la higiene de los implantes y la mucosa circundante y así como la fácil reparación de las coronas en caso de fractura (14).

Por otro lado, la prótesis cementada tiene la ventaja de la simplicidad del proceso de restauración, un acabado más estético, y menos problemas funcionales como el aflojamiento de los tornillos (15).

Otra consideración importante es el tipo de conexión entre el implante y la parte protésica. Hay diferentes tipos de conexiones disponibles en el mercado. Algunas conexiones están menos indicadas debido a las altas complicaciones, ya que el comportamiento biomecánico en la conexión implanto-prótesis se hace más obvio (16).

Tradicionalmente la construcción de la restauración protésica consiste en fabricar pilares o estructuras de implantes y luego se cubre con un material estéticamente aceptable. El pilar y las estructuras proporcionan la retención, el soporte, la estabilidad y la posición óptima necesaria para la restauración definitiva. Los materiales comúnmente utilizados en la restauración protésica son aleaciones nobles, aleaciones de Cr-Co, titanio y zirconio. Las estructuras y los pilares pueden ser prefabricados o producidos de forma individual, a través de tecnología CAD / CAM (17).

1.2 MATERIALES EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES

A lo largo de los últimos 50 años, los materiales utilizados para la fabricación de las prótesis y el proceso de fabricación han ido evolucionando. Para el éxito de una restauración protésica con implante no es suficiente lograr la osteointegración y la curación de los tejidos alrededor del implante dental. También es muy importante considerar los materiales, el diseño, la bioestática y la biodinámica de la restauración protésica final (18).

La elección de los materiales para la fabricación de la prótesis con implante es uno de los temas más complejos. Se ha demostrado que después de la carga del implante las complicaciones principalmente están asociadas con la supraestructura del implante. La importancia de la idoneidad de los materiales debe tenerse en cuenta, ya que influye en la biomecánica del tratamiento con implantes que diseminan y promueven las tensiones durante el funcionamiento, que podrían transferirse al hueso, al implante y a los componentes protésicos (19).

Hay algunos factores que deben tenerse en cuenta al elegir materiales para la reconstrucción protésica, como las propiedades de los materiales, su potencial de

corrosión, su configuración de superficie, inducción de tejido y su posibilidad de provocar inflamación o respuesta de rechazo (20).

La consideración más importante al elegir el material para aplicaciones de implantes es la biocompatibilidad, que se puede definir como la propiedad de un material para existir dentro del ambiente biológico sin tener efectos tóxicos o nocivos en las funciones biológicas. El factor clave para la biocompatibilidad general de un material es la corrosión: el material debe ser estable en el entorno oral y no debe someterse a ella. Por lo tanto, la resistencia a la corrosión es una propiedad clave requerida para los biomateriales (21).

Otras consideraciones en la elección del material es el ajuste pasivo sobre el pilar del implante, debe ser estéticamente aceptable, no producir tensiones en el implante ni en el hueso, ser fácil de fabricar, manipular, y de mantener (22).

En la actualidad, existen varios tipos de materiales de restauración que se pueden utilizar con implante, tales como metales y aleaciones (titanio y sus aleaciones, cromo níquel, aleación Cr-Co), cerámicas (cerámica a base de alúmina, cerámica a base de zirconio), y polímeros como (resina acrílica y resina compuesta) (23).

La prótesis fija sobre implantes puede clasificarse según el material en tres categorías: prótesis de metal-acrílico, prótesis de metal-cerámica y prótesis de cerámica metal libre. Convencionalmente, la prótesis de metal acrílico era una opción popular para la restauración de prótesis fija sobre implantes debido a su buen rendimiento clínico, bajo costo de fabricación, facilidad de reparación, así como comodidad para el odontólogo; pero debido a una alta tasa de desgaste y fractura de la resina acrílica, hoy no se acepta como material de elección (24).

La prótesis de metal-cerámica es considerada como una alternativa a la resina acrílica combinada con metal, que aún se considera el Gold-standard para la restauración de implantes, aunque las prótesis de metal-cerámica tienen el mismo problema que es el astillado(chipping) de cerámica o pueden producirse fracturas y pueden ser difíciles de reparar (25).

1.2.1 ALEACIONES METÁLICAS

Las aleaciones metálicas están compuestas de una mezcla homogénea de dos o más metales o de metales y elementos no metálicos o metaloides, generalmente con el propósito de impartir o aumentar características o propiedades específicas como, mayor fuerza o resistencia a la corrosión. Los metales se usan comúnmente para la rehabilitación protésica de implantes oseointegrados. Se clasifican en aleaciones nobles y aleaciones no nobles. Diferentes metales nobles han sido utilizados en restauraciones de metal cerámica. Las aleaciones basadas en oro se han usado en odontología desde 1932. En aquel entonces, eran las aleaciones nobles las más utilizadas. Sin embargo, a pesar de que muestran una buena biocompatibilidad, resisten la oxidación y la corrosión por los ácidos, presentan propiedades mecánicas bajas, y el coeficiente de expansión térmica es mayor en comparación con la cerámica. Lo que se traduce en un problema de conectividad del metal con la cerámica (26). Otro problema con estas aleaciones es el alto costo.

La búsqueda de un material alternativo conduce al uso de metales no nobles, que son típicamente duros, maleables y tienen buena conductividad eléctrica y térmica.

Las aleaciones metálicas se han utilizado con éxito para restauraciones de larga duración. Los resultados informados están asociados con una alta supervivencia del implante (27). También proporcionan mejores propiedades mecánicas, además, se prefieren ciertos sistemas de aleación de metales básicos debido a su menor densidad y en algunos casos, a su capacidad para osteointegrarse. Los sistemas de aleación de metal base más comúnmente utilizados para la fabricación de pilares de implantes y estructuras para la restauración fija son cromo-níquel, cromo-cobalto y titanio (28).

El titanio es el material no noble más utilizado en la construcción de la parte protésica, especialmente en el área posterior. Tiene una excelente biocompatibilidad, resistencia mecánica y es resistente a la corrosión.

Las aleaciones de Cromo-Cobalto también se encuentran entre las aleaciones de metales base más conocidas en odontología con diversas y exitosas aplicaciones clínicas. El uso de las aleaciones Cr-Co para la fabricación de porcelana fundida en metal comenzó en la década de 1970, hoy día se utilizan principalmente para producir estructuras de prótesis parciales removibles, coronas individuales y también como estructuras en prótesis fijas sobre implantes (29).

Una de las complicaciones técnicas más comunes que se ha reportado con las restauraciones de metal-cerámica es el astillado (chipping) del material de recubrimiento (30).

En la literatura se han descrito varios métodos para prevenir el astillado (chipping) de recubiertos en las restauraciones fijas sobre implantes, como la mejora de los procedimientos técnicos, la creación de diferentes diseños de ruptura de tensión, además de producir materiales con un alto procesamiento estándar y propiedades mecánicas mejoradas (31).

Sumado a este problema técnico, la estética es otro problema relacionado con este tipo de restauración, ya que la estructura metálica está cubierta con porcelana opaca para enmascarar el tono grisáceo subyacente. Hoy día, las prótesis de cerámica se utilizan como reemplazo, lo que parece resolver muchos de los problemas relacionados con las prótesis de metal-resina y metal-cerámica. Se ha desarrollado una variedad de sistemas cerámicos para coronas individuales o prótesis fijas con excelentes resultados, que exhiben una alta tasa de supervivencia y proporcionan una mejor estética (32).

1.2.1.1 TITANIO Y SUS ALEACIONES

El titanio (Ti) es un elemento puro que figura en la tabla periódica con un número atómico de 22 y un peso atómico de 47.9. Es el cuarto elemento metálico estructural más abundante. Fue descubierto por primera vez por Williams Gregor, en 1791, quien encontró el metal en una "arena magnética negra" que lo llamó "MENACHITE". Martin H Klaproth lo redescubrió en 1795 para ser conocido como titanio. El Dr. Wilhelm Kroll inventó procesos metalúrgicos útiles para la producción comercial de titanio metálico, que se conoce como el proceso Kroll (33).

Según la Sociedad Americana de Materiales de Prueba (ASTM), cpTi (titanio comercialmente puro) está disponible en cuatro grados diferentes (Grado I-IV) que se basa en la incorporación de pequeñas cantidades de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación, donde cada grado tiene diferentes propiedades físicas y mecánicas. Los grados I y II son los tipos más comúnmente usados de cpTi para la producción de prótesis fijas de metal-cerámica.

El cpTi y sus aleaciones exhiben notables ventajas debido a su excelente biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, alta resistencia y bajo módulo de elasticidad (34). La resistencia y la rigidez del titanio son comparables a las de otras aleaciones nobles comúnmente utilizadas en odontología. Para la construcción de corona y puente, consideradas como una mejor opción que aleaciones de metales nobles y no nobles tradicionales (35), y se ha usado en prótesis dentales moldeadas desde la década de 1970. El equipo está disponible para fundir titanio para la fabricación de las estructuras para coronas unitarias y múltiples sobre implantes y bases de dentaduras parciales o completas (36).

Los pilares de implantes usualmente se fabrican con titanio comercialmente puro (Ti); que representan el estándar de oro. Sin embargo, como se mencionó anteriormente desde un punto de vista estético, el titanio, así como otras restauraciones metal cerámica pueden causar una apariencia antinatural al tejido blando (37).

1.2.1.2 ALEACIONES DE COBALTO CROMO

Las aleaciones de Cromo-Cobalto (Co-Cr) se clasifican principalmente como aleaciones de metales básicos y son ampliamente conocidas por sus aplicaciones biomédicas en los campos ortopédico y dental. En odontología, se han utilizado desde 1929, que se

utilizan comúnmente para la fabricación de estructuras metálicas de prótesis parciales removibles y recientemente como estructuras metálicas en las restauraciones metal cerámica (38).

Estas aleaciones contienen al menos un 60% en peso de cobalto y un 30% en peso de cromo. El porcentaje de los otros elementos que componen la aleación varía según la técnica de trabajo para la que se ha realizado. las propiedades físicas, mecánicas y tecnológicas de la aleación, dependiendo de la composición, pueden variar.

El cobalto proporciona fuerza, dureza y resistencia a la corrosión, el Cromo aporta dureza y resistencia. Y se puede describir generalmente como aleaciones que tienen alta resistencia, son resistentes al calor y no magnéticas, y tienen una resistencia favorable al desgaste, a la corrosión y al deslustre. Poseen excelente biocompatibilidad. Por lo general, se agregan elementos menores para mejorar la castabilidad, el manejo y las propiedades mecánicas (39). En comparación con las aleaciones nobles, las aleaciones de cromo cobalto pueden ser más sensibles a los procedimientos de laboratorio. El aumento de la oxidación puede dar lugar a una pobre fuerza de unión entre el metal y la cerámica de recubrimiento debido a la difusión de iones de cromo, donde los iones de cromo dejan vacantes en la red en la interfase óxido-metal resultando en una fractura de adhesión entre óxido y metal (40).

1.2.2 CERÁMICA DE ÓXIDO DE ZIRCONIO

Zirconio o dióxido de zirconio es un óxido cristalino de circonio. No se encuentra como un óxido puro en la naturaleza. El material bruto para la producción de dióxido de circonio es el Zircón mineral (ZrSiO_4) y baddeleyita. La mayor parte del material utilizado se extrae químicamente de estos dos minerales. (fig.1).

El circonio es un elemento químico con número atómico 40, peso atómico 91.22, densidad de 6.49 g / cm³, un punto de fusión de 2.128 K y un punto de ebullición de 4.682 K, Situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos. Su símbolo es **Zr**. El circonio fue descubierto en 1789 por Martin Heinrich Klaproth del zircón (Zr [SiO₄]). Klaproth no pudo producir circonio puro. El primer polvo metálico fue producido en 1824 por Jons J. Berzelius. pero no estaba en un estado puro. El método más antiguo para producir el metal blanco, blando, maleable y dúctil de mayor pureza fue desarrollado en 1925 por Anton E. van Arkel y J. H. de Boer.

En 1945, William Justin Kroll inventó un proceso más económico, utilizando magnesio para descomponer el tetracloruro de circonio, que se conoce como proceso de kroll. Este proceso produjo circonio en cantidades grandes y lo suficientemente puro para uso industrial. Zirconio puro se usa principalmente en los reactores nucleares como contenedores para el combustible nuclear, y también para formar compuestos altamente resistentes a la corrosión. Este metal es gris, brillante y muy resistente a la corrosión. (Fig. 1a). Es más ligero que el acero, y la dureza es similar al cobre.

El zircón menos puro (fig. 1b) se convierte en circonio, un óxido de circonio, al fusionar el zircón con coque que se produce en un proceso químico utilizando aditivos o se presenta en su forma natural, baddeleyite (fig. 1c) que contiene niveles de circonio que van del 96.5% al 98.5%. (41).



a. circonio puro



b polvo de zircón



c. baddeleyita

fig.1

El zirconio resultante de baddeleyita presenta una estructura cristalina monoclinica a temperatura ambiente. Sin embargo, el zirconio cúbico puede formarse mediante la purificación del polvo procesado sintéticamente mediante el uso de altas temperaturas. El dióxido de zirconio puede existir en una de tres fases cristalográficas, fase monoclinica, fase tetragonal y fase cúbica. La fase monoclinica aparece desde temperatura ambiente hasta 1170°C , por encima de esta temperatura, se transforma en la fase tetragonal y luego a 2370°C en la fase cúbica, que existe hasta su punto de fusión de 2680°C .

La fase cúbica es estable por encima de 2370°C y con propiedades mecánicas moderadas, la fase tetragonal es estable entre 1170°C y 2370°C con propiedades mecánicas mejoradas y la fase monoclinica, que es estable a temperatura ambiente hasta 1170°C , con menores propiedades mecánicas y puede contribuir a una reducción de la cohesión de las partículas cerámicas (42).

El cambio de volumen causado por las transiciones de estructura de tetragonal a monoclinico a cúbico induce grandes esfuerzos, causando que se agriete al enfriarse a altas temperaturas.

Cuando el zirconio se mezcla con algunos otros óxidos, las fases tetragonales y / o cúbicas se estabilizan. la adición de un estabilizador, como itria (óxido de itrio, Y_2O_3), que produce YTZP (circonio parcialmente estabilizada de itria) que da como resultado una estabilización de la fase tetragonal o cúbica metaestable a baja temperatura del dióxido de circonio (43).

La característica principal que tiene el óxido de circonio es un mecanismo de refuerzo denominado «transformación resistente», que le puede dar mayor resistencia y dureza en comparación con otras cerámicas. también tiene propiedades mecánicas similares a las del acero inoxidable. Su resistencia a la tracción puede ser tan alta como 900-1200 MPa y su resistencia a la compresión es de aproximadamente 2000 MPa (44).

El óxido de circonio se usó por primera vez con fines médicos en 1969 para la aplicación ortopédica. fue propuesto como un nuevo material para el reemplazo de la cabeza de la cadera en lugar de las prótesis de titanio o alúmina. mientras que en odontología se utilizó por primera vez a principios de la década de 1990 y se ha utilizado como material central para dar soporte a materiales cerámicos más estéticos. Las aplicaciones para odontología se encuentran en alfileres de zirconio, coronas, puentes e implantes. La base blanca natural del material permite la coloración individual en tonos de dentina recetados. Las características biotécnicas del zirconio resultan en coronas, puentes e implantes de alta calidad con excelente biocompatibilidad y apariencia estética. Las restauraciones de zirconio se pueden fabricar a partir de óxido de zirconio completamente sinterizado o parcialmente sinterizadas.

Aunque actualmente se encuentran disponibles muchos tipos de cerámica que contiene zirconio, se utilizan cuatro tipos de zirconio en odontología. que incluye policristalinas de zirconio tetragonal dopadas con catión itrio (3Y-TZP), zirconio parcialmente estabilizada dopada con magnesio (Mg-PSZ), la alúmina endurecida con zirconio (ZTA). y el policristal de zirconio tetragonal dopado con catión itrio más ampliamente usado (3Y-TZP) (45).

Diferentes sistemas en el mercado están utilizando zirconio como uno de sus materiales principales, tales como: Ceramill Zolid (Amann Girbach, Herrschaftswiesen, Austria), Prettau (Zirkonzahn, An der Ahr, Italia), Cercon (Dentsply, NY), BruxZir (Glidewell Laboratories , Newport Beach, CA), IPS ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), Zenostar (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), inCoris ZI (Sirona Dental, Charlotte, Carolina del Norte), VITA In-Ceram YZ (VITA, Bad Säckingen, Alemania), entre otros. Las empresas han introducido materiales que se combinan con zirconia para mejorar sus propiedades en diferentes situaciones clínicas. Lava Plus (3M ESPE, Center St. Paul, MN), por ejemplo, es una combinación de zirconio y ananocerámica.

1.2.2.1 PILARES Y ESTRUCTURAS DE ZIRCONIO

El zirconio está actualmente disponible para diversas indicaciones en implantología, ya que parece ser una buena alternativa a las restauraciones tradicionales de metal cerámica. Las restauraciones basadas en zirconio son adecuadas para una amplia gama de aplicaciones de coronas y puentes, para anterior y posterior. El uso exitoso zirconio para la fabricación de restauraciones dentales ha alentado a los clínicos a extender su aplicación para restauraciones implantosuportadas, debido a sus propiedades mecánicas y ópticas. también exhiben una excelente estabilidad a largo plazo. El diseño de

zirconio ofrece muchas ventajas para las restauraciones fijas sobre implante, como pilares y estructuras de implantes (46).

Los pilares y estructuras sobre implantes son necesarios para satisfacer las demandas biológicas, funcionales y estéticas, por este motivo existen algunos requisitos: deben exhibir suficiente durabilidad para resistir la carga funcional sin distorsión o fractura, corregir el contorno externo de los pilares y estructuras del implante, deben ajustarse con precisión y pasivamente en sus implantes de acoplamiento para evitar complicaciones como aflojamiento del tornillo, pérdida ósea y fractura del pilar durante el funcionamiento, hecho de materiales biocompatibles con propiedades mecánicas adecuadas. Finalmente, para una estética mucogingival óptima, deben tener el perfil de emergencia apropiado, necesario para soportar el tejido blando circundante, y preferiblemente estar hechos de un material del color del diente, para evitar la translucidez azulada de la mucosa subyacente (47).

Los resultados de un ensayo clínico controlado aleatorio que comparó zirconio personalizada y pilares de titanio no mostraron diferencias en el resultado desde el punto de vista técnico, biológico o estético (1).

Aunque el comportamiento mecánico del revestimiento de porcelana sobre un núcleo de zirconio es más frágil que el de las coronas de metal cerámica, y cuando las fuerzas de carga ejercidas sobre estas restauraciones conducen a fallas mecánicas (48)

El zirconio es un material adecuado con respecto a las respuestas de los tejidos. Además, los tejidos blandos alrededor de zirconio exhiben el potencial de sanar más rápido que cuando entran en contacto con el titanio, la adhesión bacteriana y la acumulación de placa se demostró satisfactoriamente baja (49).

Las prótesis de zirconio sobre implantes están diseñadas y fabricadas por computadora con tecnología CAD CAM, una técnica muy innovadora que permite obtener prótesis perfectas de forma estética y funcional, minimizando los errores humanos de forma muy predecible, el ajuste marginal de las prótesis de zirconio se asocia con resultados clínicos muy aceptables, debido al uso de la tecnología CAD CAM, que evita algunos pasos de fabricación en la técnica convencional, como la toma de impresiones, el modelado en cera, el revestimiento y la fundición (50,51).

1.2.2.2 ZIRCONIO Y TECNOLOGÍA CAD /CAM

A pesar de la longevidad predecible de las prótesis de implantes, existe un interés continuo en mejorar el tratamiento y los resultados de la restauración protésica. Uno de los desarrollos es la aplicación de diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora (CAD / CAM) para producir coronas, pilares y estructuras sobre implante de materiales metálicos o cerámicos (52).

Según su técnica de fabricación, las estructuras sobre implantes se fabrican por 4 técnicas (1) modelo de la cera perdido convencional, (2) polimetilmetacrilato reforzado con fibra de carbono / grafito, 3) estructuras de titanio soldados por láser y, más recientemente, (4) coronas y estructuras fresadas por CAD/CAM. La introducción de diseño asistido por computadora / fabricación asistida por computadora (CAD / CAM) ha facilitado el uso de nuevos materiales cerámicos dentales. El óxido de zirconio se utiliza actualmente como material central para la fabricación de estructuras para dentaduras parciales fijas con dientes e implantes. Las ventajas propuestas de esta técnica son la durabilidad, la previsibilidad y la precisión (49,53).

Fue introducido en odontología en 1989. desde entonces, la tecnología CAD / CAM se ha vuelto extremadamente popular. Al usar estas tecnologías, varios tipos de restauraciones y prótesis dentales no solo pueden diseñarse sino también mecanizarse con precisión.

Históricamente, "la técnica de cera perdida" era el enfoque más popular para la fabricación de estructuras y coronas sobre implante. Esta técnica implica muchos pasos y materiales inevitables que pueden causar distorsiones. Con el fin de mejorar la precisión del ajuste del implante, se han propuesto varias tecnologías de procesamiento. Muchos métodos han sido descritos en la literatura. El uso de (CAD / CAM) para la fabricación de estructuras soportadas por implantes tiene la capacidad de mejorar la precisión de la prótesis (54).

El sistema CAD/CAM consta de dos etapas, la primera etapa es CAD y la segunda es CAM. La primera etapa consiste en la exploración, que se puede realizar: en la boca, mediante un escáner intraoral (óptico) o en el laboratorio, escaneando el modelo que se usa con mayor frecuencia con un escáner mecánico, láser u óptico. Esta etapa también involucra el diseño, que se lleva a cabo utilizando software operativo y varía de acuerdo con los diferentes sistemas y marcas. La segunda etapa, el proceso CAM, involucra una fresadora o impresora 3D: que fabrica la restauración utilizando bloques sólidos del material restaurador elegido. Las coronas se pueden fabricar a partir de óxido de zirconio totalmente sinterizado o parcialmente sinterizadas. Con esta técnica de fabricación específica, el material es más homogéneo y tiene propiedades mecánicas elevadas (55). La fabricación de la restauración con zirconio por CAD-CAM en prótesis unitarias sobre implantes puede realizarse en diferentes formas, como pilar de zirconio con corona cerámica cementada, corona de zirconio atornillada, estructura de zirconio-cerámica y coronas monolíticas.

1.3. BIOMECÁNICA EN PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES

La biomecánica es uno de los aspectos más importantes en la implantología dental, que se basa en la aplicación de principios físicos a los sistemas biológicos y cómo el sistema biológico reacciona ante diversas fuerzas y estímulos externos.

Entender la biomecánica de los implantes es fundamental para el éxito de las prótesis fijas sobre implantes. La biomecánica de las prótesis implanto-soportada es diferente de las prótesis dento-soportadas, debido a que, en las prótesis sobre dientes, la distribución de la fuerza depende del micromovimiento inducido por el ligamento periodontal. por lo tanto, existe cierta capacidad para adaptar la carga excesiva. Los implantes dentales no tienen un ligamento periodontal. por esta razón la conexión del implante con la prótesis es relativamente rígida, y en la presencia de una carga excesiva puede provocar complicaciones biológicas, que están relacionadas con el hueso circundante, lo que conduce a la resorción y la pérdida progresiva de hueso. mientras que las complicaciones mecánicas involucran componentes de implante-prótesis. como fractura de implante, fractura de pilar, aflojamiento o fractura de tornillo, fractura de prótesis (cerámica y / o metal) (56).

En un gran número de estudios clínicos se evidencia que el fracaso temprano o tardío del implante es inevitable, el fracaso del implante después de la carga protésica se asocia principalmente con complicaciones mecánicas (57).

Hay algunos factores restaurativos que afectan la biomecánica del implante dental. Tales como, el tipo de material protésico, que puede afectar significativamente la distribución de esfuerzos y la transferencia de carga a la zona de la interfase implanto-hueso, lo que puede llevar a la pérdida de la osteointegración. Los materiales protésicos con alto módulo de elasticidad transfieren valores altos de la carga aplicada al hueso

subyacente, mientras coronas del material con módulo de elasticidad inferior absorbe más energía de la carga aplicada y transfiere menos energía al sistema subyacente (58).

La posición del implante con respecto a la prótesis es otro factor importante que puede causar un problema biomecánicas, ya que, si no está centrado, se producirán mayores fuerzas de palanca durante la oclusión. Para reducir las cargas externas soportadas por la interfase implanto-prótesis, el implante debe estar ubicado correctamente, y la prótesis debe diseñarse para minimizar la longitud de la palanca. Además, la oclusión debe diseñarse de manera que las cargas se transfieran a lo largo del eje del implante a fin de evitar una concentración excesiva de tensión en la articulación implante-pilar (59).

La precarga del tornillo de pilar también está involucrada en la complicación biomecánica en la rehabilitación de implantes. La precarga es una fuerza generada cuando se aprieta con un par de torsión dado. Si la fuerza oclusal es mayor que la precarga, se produce un aflojamiento del tornillo. Lo cual puede causar problemas mecánicos y biológicos. Esto también se correlaciona con el desajuste de la conexión implante-pilar que da como resultado la transmisión de una carga continua al hueso alveolar y a los componentes del implante dental (60,61).

Otro factor que puede afectar a la biomecánica del implante es el desajuste de los elementos protésicos, pudiendo generar tensiones de tracción, compresión y torsión en la prótesis, causando estrés periimplantario que puede provocar a la pérdida de osteointegración, aflojamiento de la prótesis o tornillos de pilar, distorsión o fractura de la prótesis, microfracturas en el hueso que rodea el implante o fractura del implante (62).

1.4. INTERFASE IMPLANTO-PRÓTESIS

El área de contacto protésico con el implante se denomina interfase implanto-prótesis. Corresponde al lugar de conexión donde el cuerpo del implante se conecta al pilar y la restauración, por lo que sus habilidades clínicas son vitales para resultados exitosos, ya que se conoce la falla del implante está fuertemente relacionado con la forma en que se maneja la fase de restauración. Es un área de mucha atención porque la morfología y ubicación tienden a afectar el éxito del tratamiento. Determina la fuerza, estabilidad lateral y rotacional de la articulación (63). Se ha informado que la interfase implanto-pilar es el principal factor en la distribución de fuerzas, respuestas biológicas adversas y otras complicaciones protésicas (64). La conexión entre el implante y restauración protésica es una conexión externa o interna, sin embargo, se ha reportado que la estabilidad de la interfase implante-pilar se ha correlacionado con conexiones internas, en las que las paredes del pilar están en contacto estrecho con la superficie interna del implante, reduciendo la posibilidad de micromovimientos durante la carga (65). Históricamente, la conexión original implante-pilar de Branemark, era un hexágono externo con una altura de 0,7 mm que actuaba como un dispositivo de acoplamiento y el par de transferencia. El protocolo original de Branemark fue desarrollado para la restauración de arcadas totalmente edéntulos usando una serie de implantes conectados por una barra de metal. debido a la cantidad de complicaciones clínicas significativas de la conexión hexagonal externa de Branemark, estas complicaciones incluyen aflojamiento de los tornillos e incluso fracturas, debido a la altura de la extensión hexagonal que se ha implicado como un factor significativo en la estabilidad antirrotación de la marca. junta de tornillo. Se han realizado varias modificaciones para mejorar el diseño del tornillo de pilar original de Branemark. Finalmente, en lugar de modificaciones de conexiones externas. se hizo un nuevo diseño como conexiones

internas Este cambio revolucionó el mercado. El primer hexágono interno se diseñó con una profundidad de 1,7 mm, alrededor del hexágono de 0,5 mm de ancho y un bisel de 45 °. Ahora las variaciones de las conexiones internas están disponibles de los diferentes fabricantes de implantes, como hexagonales, octogonales, cónicos y trilobes. El objetivo del nuevo diseño fue mejorar la estabilidad de la conexión a través de una colocación simplificada para completar la restauración (66)

La inestabilidad entre los componentes de un sistema de implante puede causar no solo el aflojamiento frecuente del tornillo y la fractura crónica de los tornillos, sino también la acumulación de placa, una respuesta desfavorable del tejido blando y la falla de la oseointegración.

La conexión cónica proporciona mayor estabilidad y tasa de éxito que el hexágono externo debido a la soldadura fría en la interfase implante y esta condición surge de la fricción entre dos superficies, la presión creada por la fuerza de la inserción determinar el mantenimiento de la conexión incluso deteniendo la fuerza aplicada de la inserción (67).

Lograr un correcto ajuste pasivo entre las estructuras del implante y los pilares protésicos hace que la oseointegración tenga éxito a largo plazo. Debido a que la prótesis de implante es fundamental el ajuste correcto entre el implante y la parte protésica, un ajuste incompleto puede provocar una distorsión marginal horizontal o vertical. la distorsión entre los componentes se reconoce como una preocupación principal en la rehabilitación de implantes porque muchas de las complicaciones pueden ser causadas por un desajuste protésico (68).

1.4.1 AJUSTE MARGINAL Y AJUSTE PASIVO

Uno de los mayores problemas clínicos en la restauración protésica fija sobre implantes es la adaptación perfecta entre la estructura de la prótesis y los implantes dentales. El impacto entre el ajuste de la prótesis y los implantes produce cargas irregulares en la interfase entre el implante y el hueso, con la consecuente carga desigual en las coronas. La ausencia de pasividad está relacionada con la presencia de desajuste entre el implante y el pilar o entre el pilar y el cilindro (69).

Como se mencionó anteriormente, la falta de ajuste de precisión entre los componentes de implantes dentales se conoce como, un problema importante en la rehabilitación de implantes, ya que puede provocar problemas mecánicos, inestabilidad de la conexión, aflojamiento del tornillo, fractura protésica e incluso insuficiencia del implante.

Las complicaciones biológicas debido a la presencia de una microfiltración que favorece la colonización bacteriana en la interfase, que puede causar la inflamación de los tejidos periimplantarios (70). Es necesario distinguir entre ajuste marginal y ajuste pasivo. El ajuste Marginal se puede definir como la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el implante en el que se ajusta y la precisión con la que una restauración de prótesis fija se ajusta a la línea de terminación del implante dental, mientras que el ajuste pasivo se definiría como una situación de tensión cero cuando, sin la aplicación de fuerzas externas, una estructura se asienta sobre los implantes (71). El ajuste pasivo es un parámetro comúnmente considerado en el ajuste marginal. Algunos estudios han considerado el ajuste marginal vertical más relevante que el ajuste pasivo, ya que el torque inadecuado puede distorsionar los resultados de ajuste marginal. Una prótesis se considera pasiva cuando hay contacto circular simultáneo, de todos los cilindros protésicos con su respectivo pilar de implante (72).

Un ajuste pasivo es más complejo y difícil de lograr para una superestructura de implante atornillada especialmente con prótesis soportadas por implantes de múltiples unidades. Mientras que, en el caso de las prótesis cementadas, el más fácil el ajuste pasivo debido a la capa de cemento entre el pilar y la reconstrucción, la falta de un orificio de acceso a los tornillos, y por lo tanto la presencia de una tabla oclusal intacta. Por eso, las prótesis atornilladas tienen un mejor ajuste marginal pero peor ajuste pasivo y las prótesis cementadas tienen un peor ajuste marginal pero un mejor ajuste pasivo (73).

Revisar la literatura que se publica con respecto a la prostodoncia, continuamente se realizan nuevos esfuerzos para obtener prótesis con un ajuste marginal óptimo y un ajuste pasivo completo. Pero todavía no es posible, Porque la fabricación de prótesis en implantes requiere muchos pasos clínicos y de laboratorio que deben ser muy precisos. En cada fase de la fabricación de la prótesis se contribuye a una serie de distorsiones, la suma de las distorsiones producidas en cada fase da como resultado una distorsión resultante o final que presentará la estructura, que si es inadecuada ocasionará las diversas complicaciones. Hay varios factores afectan la precisión del ajuste entre el implante y la superestructura del implante, como las alineaciones de implantes, las técnicas de impresión, los materiales utilizados, el proceso de fabricación de la estructura, el diseño y la configuración de la corona y la experiencia del clínico / técnico (59).

1.4.2 EVALUACIÓN DEL AJUSTE MARGINAL

La evaluación del ajuste marginal en la interfase implanto-prótesis es una tarea clínica común en el tratamiento protésico. A pesar de varios estudios de implantología investigan los problemas derivados de la falta de precisión, todavía no se han definido

los métodos fiables para la evaluación clínica y de laboratorio de estas interfaces (74). La medición del desajuste marginal se puede realizar en diferentes áreas, tales como entre corona y dientes naturales, corona y implante pilar, corona y implante o pilar. Las mediciones y la terminología para definir "ajuste" en la interfaz del pilar del implante varían entre los investigadores. Lo cual es una fuente de confusión cuando se comparan diferentes estudios. Hubo diferentes puntos de referencia para medir y diferentes tipos de ajuste, pero en 1989 Holmes et al. unificó las referencias utilizadas para medir el ajuste. y utilizaron la discrepancia absoluta como un punto de unión que es una combinación de desajustes verticales y horizontales indicativos de la extensión de los márgenes de la corona o del pilar en relación con los márgenes del implante (75).

Holmes y cols clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipos de discrepancias marginales.

Sin defectos: La discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.

Defectos verticales: La discrepancia en este caso es puramente vertical, no hay defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical, externo e interno

Defectos horizontales: No existen defectos verticales, sólo horizontales. En este tipo la discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es el error de extensión.

Defectos mixtos: Son una combinación de todos los defectos anteriores, son los más usuales, ya que encontrar defectos verticales u horizontales puros es muy difícil.

La precisión del método para medir el ajuste marginal es importante. Se han usado diferentes métodos y cada método difiere de otro, lo que hace que los resultados no sean precisos. Uno de los métodos más utilizados es la medición del desajuste marginal en la

interfase protésica del implante mediante el análisis de imágenes. Es una técnica simple y conservadora. Con este método se puede verificar el desajuste vertical y horizontal sin cortar la muestra (76).

El ajuste marginal puede evaluar clínicamente dentro de la boca del paciente, lo que se estima aproximadamente directa o indirectamente. Se han usado varios métodos para detectar la discrepancia marginal clínicamente, así como en estudios in vitro.

En estudios de laboratorio, es posible seccionar la muestra de restauración de implantes para su evaluación directa bajo un microscopio o también se puede medir con microscopio para medir sin seccionar la muestra. En los estudios se utilizan estereomicroscopio, microscopía electrónica barrido (MEB), microscopía óptica, y tomografía computarizada. El procedimiento más común es la sección de restauraciones y la medición de las discrepancias bajo una luz o un microscopio electrónico de barrido (MEB) (77).

Algunos autores han utilizado la microscopía óptica para evaluar el ajuste marginal, que es un sistema que utiliza la luz visible y un sistema de lentes para ampliar las imágenes de estructuras pequeñas. Los microscopios digitales ahora están disponibles con un software pre-calibrado para procesar imágenes digitales de alta calidad, que se utilizan para medir el ajuste vertical marginal. Este método combina los aspectos positivos tanto de la vista directa como de las técnicas transversales cuando se miden las brechas marginales en un entorno in vitro. Este procedimiento permite el uso de un punto de medición repetible, de modo que las muestras se puedan medir antes y después de una intervención. El microscopio óptico es un instrumento fácil de usar y operar con bajo costo; puede usarse para estudios clínicos y laboratorio (78).

Mientras que otros prefieren usar el microscopio electrónico de barrido (MEB) que es un tipo de microscopio que produce imágenes de una muestra al explorar la superficie

con un haz de electrones enfocado. Se utiliza para obtener una mejor ampliación en las imágenes, esta técnica es una de las mejores opciones en la medición del desajuste de los implantes (79). Es una técnica conservadora, con un excelente poder de ampliación que permite analizar la discrepancia y la calidad marginal con gran precisión. Pero este método también tiene limitaciones porque requiere una preparación preliminar de las muestras (fijación, metalización, etc.) y la precisión de sus mediciones depende del ángulo de observación (80).

Varios estudios investigaron el desajuste marginal y el valor de ajuste marginal clínicamente aceptable varía entre los diferentes estudios. se propusieron diferentes valores en la literatura según el tipo de restauración y el método de fabricación. Brånemark en 1983, por primera vez sugirió que los componentes no presentaron un desajuste superior a $10\mu\text{m}$ para permitir la maduración ósea y la remodelación en respuesta a cargas oclusales. Mientras que Klineberg y Murray (1985) sugirieron que es inaceptable discrepancias superiores a $30\mu\text{m}$ el pilar de la pieza fundidas. En 1991, Jemt definió el ajuste pasivo como un nivel que no causaba complicaciones clínicas a largo plazo y sugirió que las desadaptaciones menores de $150\mu\text{m}$ son aceptables (81).

2. HIPÓTESIS DEL TRABAJO

Uno de los objetivos principales en la prótesis fija sobre implantes es garantizar su longevidad. El éxito clínico a largo plazo está directamente relacionado con un ajuste preciso entre el implante y la prótesis. La búsqueda de resultados predecibles ha despertado preocupaciones en los investigadores, tanto en los materiales utilizados para la fabricación de la prótesis sobre implantes como en las técnicas utilizadas. La selección de los materiales depende de varios factores, siendo el más importante para determinar el tipo de materiales que se utilizarán, es el ajuste marginal. Es fundamental lograr el ajuste máximo posible entre todos los componentes. Cuando se presenta un desajuste, se genera un espacio apto para la infiltración microbiana que conduce a la colonización bacteriana, posteriormente causan la inflamación, pérdida ósea y finalmente fracaso del tratamiento. Además, el desajuste marginal puede causar un micromovimiento de los tornillos del implante después de la carga funcional. que contribuye al aflojamiento o fractura del tornillo e incluso la falla de la prótesis.

Por otro lado, los métodos para la fabricación de la restauración protésica soportada por implantes también son importantes e influyen en la precisión de la restauración final. Recientemente, la tecnología CAD / CAM para la fabricación de coronas, pilares y estructuras de zirconio ha ganado popularidad en implantología, debido a sus buenas propiedades mecánicas, el bajo desgaste del antagonista del esmalte, la falta de color del metal y precisión de ajuste.

Hipótesis

El ajuste marginal vertical externo de las coronas unitarias de zirconio mecanizado es de magnitud clínicamente aceptable.

(Klineberg y Murray en 1985, consideran que un desajuste menor o igual a 30µm de la interfase entre corona e implante es clínicamente aceptable (91).

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

La restauración de metal-cerámica es el material más utilizado en implantología para la restauración protésica, por lo que su biocompatibilidad y propiedades mecánicas está bien documentada en la literatura. Aunque se han usado diferentes tipos de metales, las aleaciones de metales no nobles son los materiales más utilizados debido a su buena estabilidad. Además, los componentes prefabricados simplifican los procedimientos técnicos, que están representado el Gold standard. sin embargo, debido a preocupaciones estéticas, se han propuesto coronas, pilares y estructuras de cerámicas de zirconio para evitar el aspecto gris del metal, especialmente a través de la encía. Esta cerámica alcanza una resistencia a la fractura casi dos veces mayor que la alúmina. También tiene la misma supervivencia, pero mejor resultado estético en comparación con metal-cerámica.

Aunque en la literatura hay numerosos estudios "in vitro" e "in vivo" que evalúan la resistencia a la fractura, la estética o la durabilidad del zirconio en la restauración protésica sobre implantes, en lo que respecta al ajuste marginal, hasta ahora hay pocos trabajos realizados que se centran en el ajuste entre el implante y la corona de zirconio.

Por lo tanto, los objetivos de este estudio in vitro fueron:

1. Medir los valores de ajuste marginal vertical externo entre la corona de óxido de zirconio fabricado por la tecnología CAD/ CAM y el implante con conexión cónica interna, tras la carga cíclica
2. Analizar si el grado de ajuste marginal vertical externo en la interfase de la corona y el implante está dentro de los límites aceptados clínicamente, tras la carga cíclica

4. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

Este estudio in vitro se llevó a cabo en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid (UCM). La preparación de las probetas se realizó en el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid. Se fabricaron 5 probetas (moleo y cols 2012 (96), Mobilio y cols 2016(97), Neves y cols 2015(98), en metacrilato mecanizado a partir de un diseño planta, elevación y perfil (fig.2) El diseño del plano de las probetas se realizó utilizando el software de diseño informático AutoCAD, desde un plano con las medidas de la muestra.



Fig. 2 Coronas de zirconio e implante en Probeta mecanizada metacrilato

4.2 COLOCACIÓN DE LOS IMPLANTES

Las probetas de metacrilato se utilizaron como un base para la colocación y retención del implante dental seleccionado. Para colocar el implante se realizó un lecho a la base de la probeta con una máquina paralelizadora, en el laboratorio de tecnología protésica de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid (fig.4)

Para asegurarse de que todos los implantes se colocaron en la misma posición. Se marcó un punto en el centro de la probeta durante la mecanización. Se realizó una perforación de diámetro de 4,1 mm en el punto medio para acomodar el implante utilizando una serie de taladros de la misma manera que el implante dental colocado quirúrgicamente en la boca del paciente.



fig.4 Máquina Paralelizadora

Después de la perforación en la base de las probetas, se colocaron 5 implantes con conexión cónicas interna, con diámetros 4,1 mm x altura 7 mm o x 8,5 mm y de características quirúrgicas sumergidas o bifásicas. Se utilizó un topógrafo para que la plataforma del implante se coloque 1 mm por encima del borde de las probetas. Los implantes fueron proporcionados por el sistema de implantes Avinent, Santpedor, Barcelona, España (fig.5)



fig.6 Sistema de implante AVINENT

4.3 CONFECCIÓN DE LAS CORONAS DE OXIDO DE ZIRCONIO

Para la fabricación de las coronas de zirconio atornillados, se utilizó tecnología digital (CAD/CAM). Del archivo STL, que se usó para convertir a diseño CAD, una corona de zirconio atornillada de un primer premolar fue diseñada, utilizando el sistema de diseño CAD en el laboratorio del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. El archivo STL y el diseño CAD fueron realizados por el mismo técnico laboratorio. (fig.3)

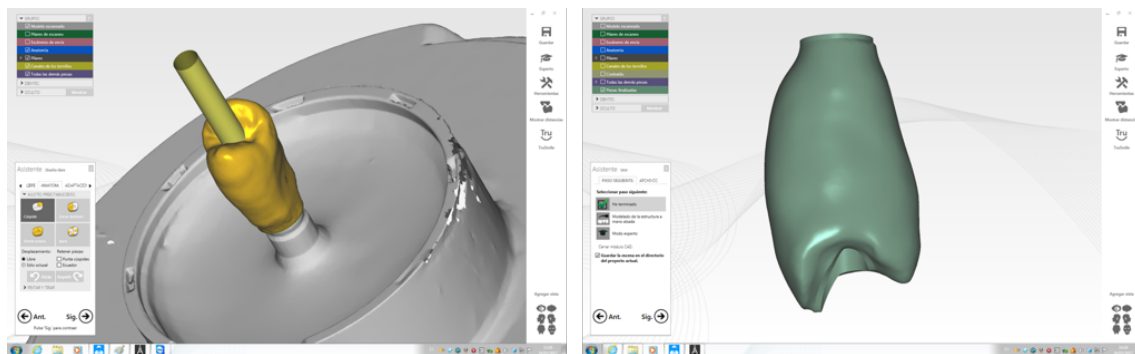


fig.3 archivo STL y CAD diseño de la corona de zirconio

El diseño final fue enviado al laboratorio de CORE 3D PROTECH CAM S.L.U. Santpedor, Barcelona, España, para la elaboración de las coronas de óxido de zirconio. Mediante la tecnología CAM que consistía en el fresado de bloques de zirconio preparados industrialmente, utilizando tecnología de fresado de alta velocidad (HSM).

4.4 COLOCACIÓN DE LAS CORONAS DE OXIDO DE CERCONIO

Todas las coronas fueron atornilladas al implante por el mismo operador manualmente, sin usar ninguna maquinaria estandarizada (fig. 6).

El par de atornillado fue de 30 Newton ejercido por una llave dinamométrica calibrada especializada de la casa AVINENT, por lo que este procedimiento es comparable al atornillado en la clínica de cualquier pilar en la boca. El atornillado se hizo respetando las instrucciones del fabricante.

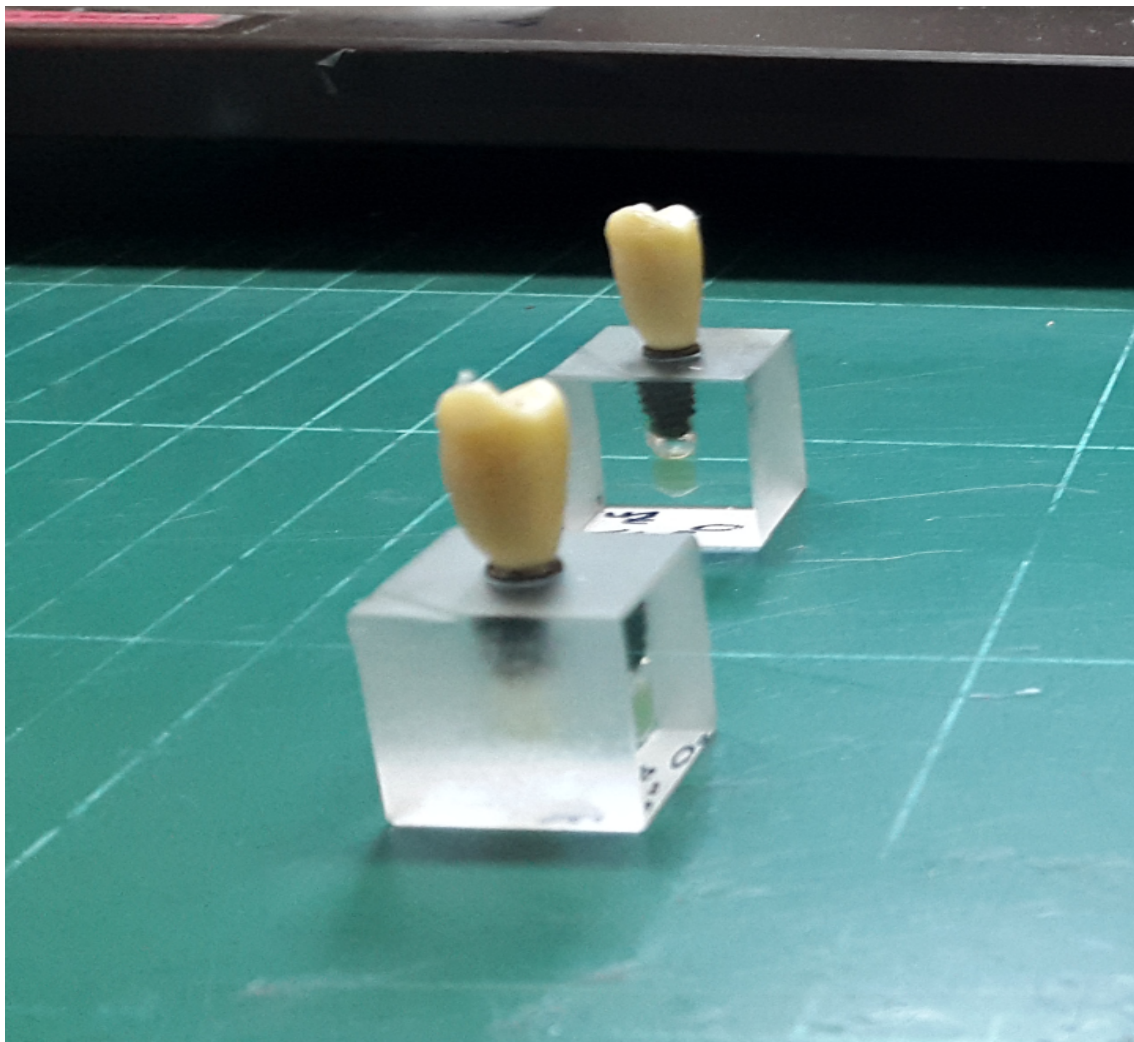


fig.6 Coronas atornilladas al implante

4.5 APLICACIÓN DE CARGA CÍCLICA

La prueba de carga cíclica se realizó en las muestras, utilizando una máquina de carga cíclica tipo Instron®, diseñada por la casa comercial Euroortodoncia®. La máquina se calibró previamente con el software de prueba Zwick / Roell Xpert II (Fig.7).

La máquina estaba conectada a un compresor de aire. El compresor se llenó de aire en un cilindro neumático de la máquina y presiona el pistón para bajarlo con una presión determinada por el operador.

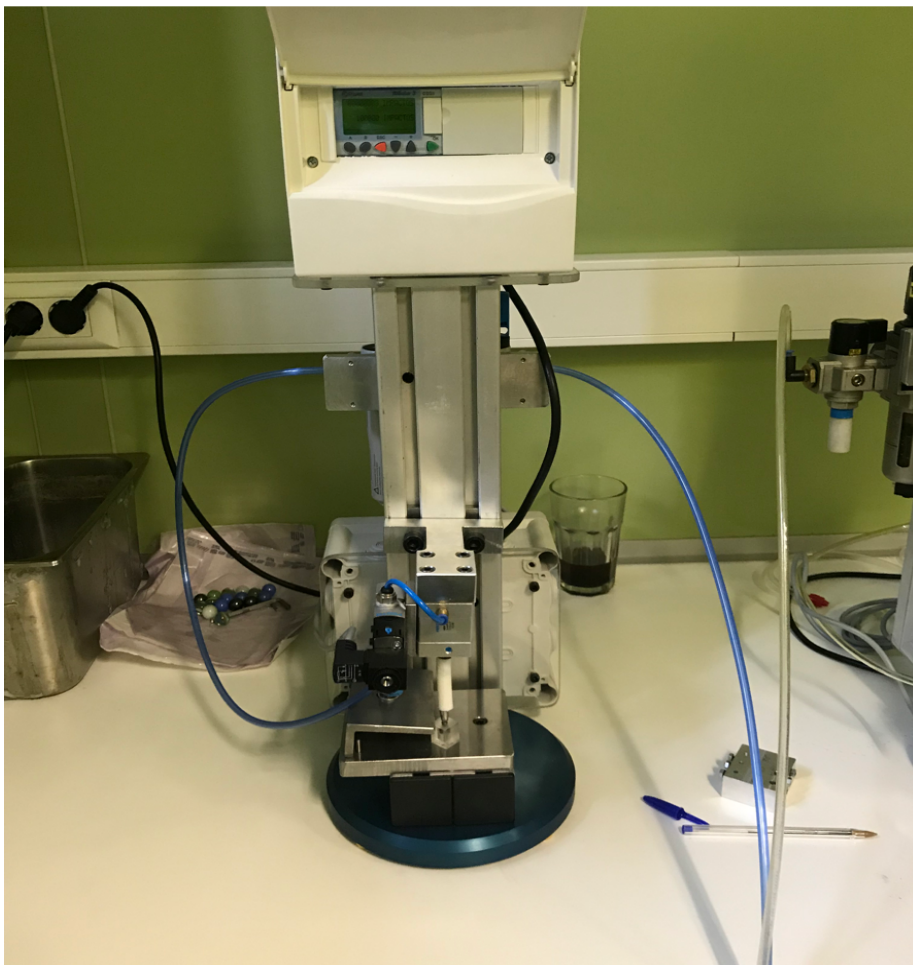


fig.7 Máquina de carga cíclica Instron®

Una vez atornillada la corona al implante a 30 newton, se aplicó carga cíclica vertical. mediante un sistema dinámico de fatiga. El número de ciclos fue 300,000 ciclos a 200 N cada 0.5 segundos. lo que equivale a simular la masticación de una persona por un año.

4.6 ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL

Después de la carga cíclica, todas las muestras se prepararon para medir el ajuste marginal de cada conjunto (corona–implante). La evaluación se analizó midiendo el tamaño del espacio entre los implantes y la corona de zirconio. Las mediciones del ajuste marginal vertical se llevaron a cabo en el centro EuroOrtodoncia S.L. (Alcorcón, Madrid). Utilizando un microscopio óptico con una resolución de 40x (Microscopio Toupview). El microscopio estaba conectado a un ordenador que presenta un software que permite la captación y digitalización de imágenes. (fig.8)

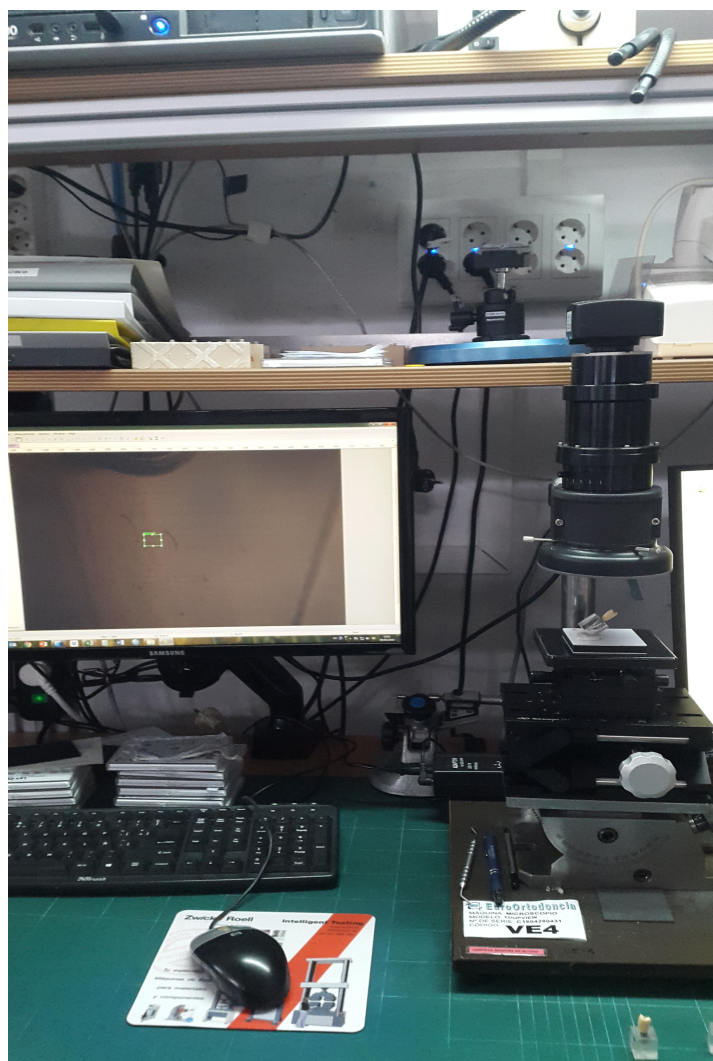


fig. 8 Microscopio Toupview

Las 5 muestras fueron numeradas de (7 hasta 11). Cada muestra fue limpiada y preparada para la medición. La forma cuadrada de la base de la probeta metacrilato permitió evaluar las muestras en 4 lados. Por eso se eligieron un punto en cada lado. Se usó una pluma para dibujar una línea en la base del implante, en 4 puntos predeterminados de referencia en cada muestra. (fig.9). Para cada lado se marco una letra de codificación (A, B, C, D).

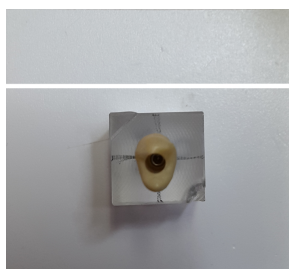


fig. 9 puntos de referencias

Después de determinar los puntos de medición, la muestra se orientó y se colocó bajo el microscopio. La muestra estaba en ángulo de 45 grados, de manera que la interfase permanecía perpendicularmente posicionada al eje óptico del microscopio y así poder realizar la medición del ajuste marginal vertical externo. (fig. 10)

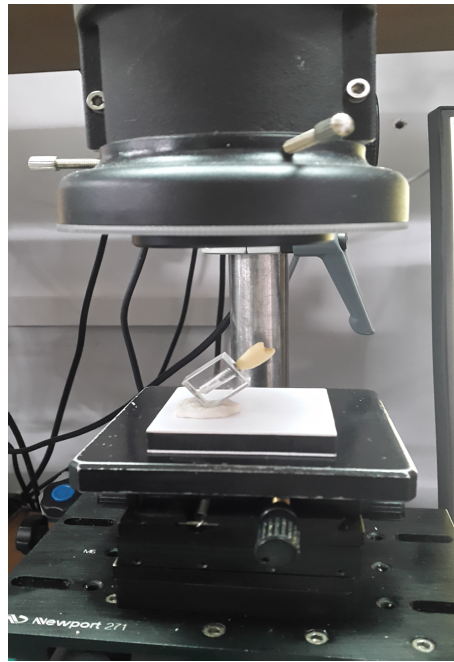


fig. 10 La muestra bajo el microscopio

Una vez la muestra estuvo orientada y posicionada, las imágenes se enfocaron en el área previamente marcada. La aparición de un espacio vertical en la interfase implante / corona, visible en el microscopio a través del paso de la luz, se consideró como un ajuste vertical marginal (fig.11).



fig.11 Ajuste marginal vertical externo

Las mediciones de cada muestra fueron fotografiadas y evaluadas en un software analizador de imagen. Para cada lado, se registró una medición. El mismo proceso se repitió de la misma manera, para todas las muestras.

Todas las imágenes y las medidas fueron realizados por el mismo operador. Estas imágenes fueron guardadas en dos archivos, El primer archivo contenía la imagen capturada sin ninguna medida y en el segundo correspondía a las mediciones. 4 medidas por muestra.

4.7. TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Los datos obtenidos se resumieron y se archivaron en una hoja de cálculo de Microsoft® Excel 2016, que contenía las medidas de las muestras analizadas. Para proceder con el análisis estadístico de los resultados del presente estudio "in vitro", se realizó un análisis descriptivo que incluyó medidas de tendencia central y dispersión, utilizando el programa informático SPSS, versión 25.

5. RESULTADOS

La única variable dependiente en este estudio fue el ajuste marginal vertical externo entre el implante y las coronas de zirconio Tabla 1

Variable	Tipo	Descripción	Medida
Independiente	Coronas de zirconio	Qualitativa	
Dependiente	Ajuste marginal	Quantitativa	mm

5.1 Estadística descriptiva

tabla 2

las medias de 4 mediciones de ajuste marginal de cada muestra.

Muestra	Media(mm)
7	0.0200
8	0.0175
9	0.0175
10	0.0100
11	0.0150

tabla 2

N Válido	5
Perdidos	0
Media	,0160
Mediana	,0175
Moda	,02
Desviación Estándar	,00379
Asimetría	-1,118
Mínimo	,01
Máximo	,02

Tabla 3.

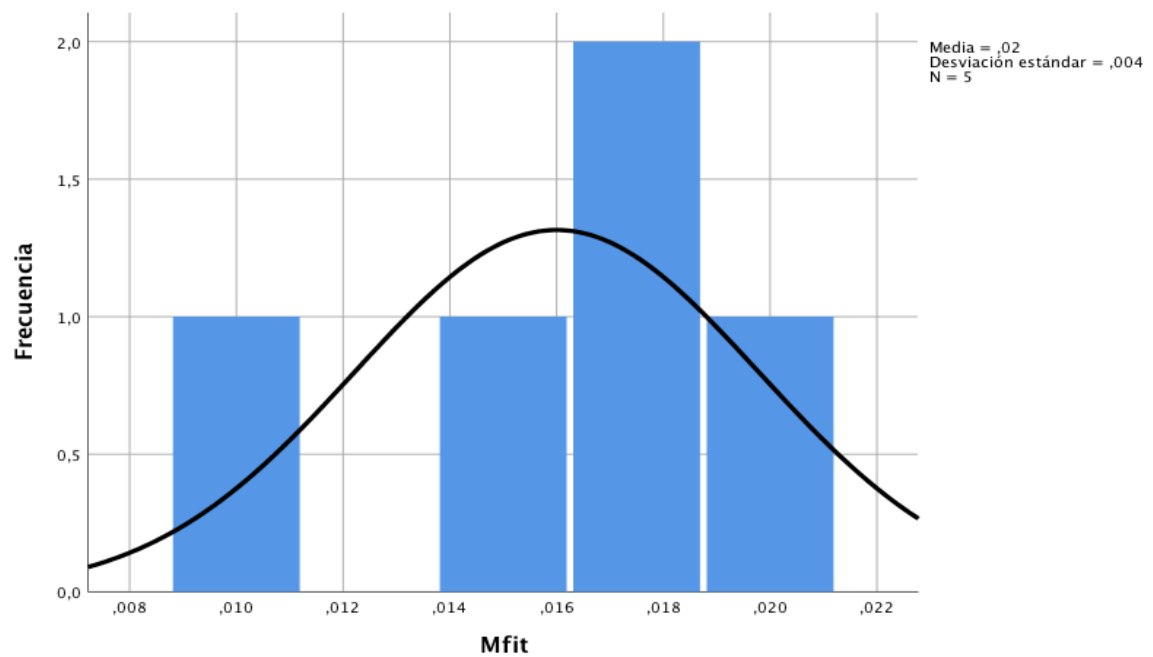


Grafico. 1

5.2 Desajuste marginal entre la corona de zirconio y el implante

Tabla 3. Muestra los valores medios y desviación estándar del ajuste marginal vertical (mm) de las coronas de zirconio del presente estudio (0.016 ± 0.0037)



fig.13

6. DISCUSIÓN

La prótesis fija sobre implantes es un tratamiento restaurador alternativo para la prótesis removible convencional que brinda beneficios psicológicos y funcionales al paciente. Por otro lado, existe una demanda creciente de restauraciones estéticas que ha dado lugar a un aumento en el uso de cerámicas de zirconio, tanto en prótesis fijas convencionales como en prótesis sobre implantes. Durante la última década se han desarrollado nuevos materiales y la tecnología necesaria para el procesamiento cerámico. El desarrollo de esta tecnología ha aumentado la precisión y la resistencia a la fractura de las restauraciones, satisfaciendo la demanda estética por parte de los pacientes (82).

Un punto clave para el éxito de la prótesis fija sobre implantes es el ajuste marginal en la interfase implanto-prótesis. Un desajuste entre componentes se reconoce como una preocupación principal en la rehabilitación de implante porque puede conducir a problemas mecánicos (en relación con la estabilidad de la conexión) y biológicas (debido a la presencia de microfiltración y colonización bacteriana provocando inflamación de los tejidos periimplantarios) (83).

La precisión de las restauraciones de cerámicas libres de metal depende de múltiples factores como: materiales (de restauración y recubrimiento), procedimientos de fabricación, características individuales de las prótesis (longitud del tramo, y configuración de las estructuras) y técnicas de fijación (74).

El uso de la tecnología CAD/CAM para la fabricación de coronas y estructuras ha aumentado y tiene un papel importante en la mejora de la precisión del ajuste entre los componentes del implante ya que elimina múltiples procesos que generan imprecisiones (84).

La evaluación del ajuste marginal en las restauraciones fijas sobre implantes es una importante tarea para los prostodontistas. Sin embargo, la evaluación cuantitativa del

ajuste marginal no esta estandarizada .la precisión de la medición se ve afectado por varios factores. Haciendo difícil la comparación de los resultados entre los diferentes autores. En la literatura, existe controversia sobre el valor del desajuste marginal aceptable clínicamente (85).

6.1 AJUSTE MARGINAL VERTICAL EXTERNO

El objetivo del presente estudio fue evaluar el ajuste marginal de las coronas de zirconio fabricado con tecnología CAD/CAM. después de la carga cíclica. Siendo evaluado con microscopio óptico analizando el ajuste marginal vertical externa (que es la distancia entre el borde exterior del bisel de la corona y el borde exterior del bisel del implante).

Existen diferentes métodos que se usan para este propósito como la evaluación bidimensional (con microscopía óptica) y la microscopía electrónica de barrido (MEB). que se pueden usar para medir el ajuste en la interfase implante-corona o implante-pilar. El método de elección utilizado en el presente estudio fue la microscopía óptica (MO), aunque la mayoría de los estudios previas utilizaron MEB porque consideran método confiable y eficiente, pero también se ha demostrado que el microscopio óptico es un método confiable. Como lo podemos ver en el estudio realizado por Faria y cols, que compararon la fiabilidad y eficacia de la MO y MEB, concluyendo que la MO es un método preciso para las mediciones del ajuste marginal (86).

Los hallazgos actuales del presente estudio están de acuerdo con otros reportes de otras investigaciones. El valor que se obtuvo en este estudio fue (0.016 mm o 16 μ m). Que es menor a los resultados obtenidos por Nascimento y cols, que evaluaron el ajuste marginal e interna de diseños asistidos por CAD/CAM frente a restauraciones cementadas, siendo sus entre 32.02 μ m a 74.99 μ m (85).

Las coronas de zirconio del presente estudio fueron fabricados mediante tecnología CAD/CAM. La precisión de esta tecnología tiene influencia directa en los resultados del ajuste vertical de las coronas soportados por implantes, como podemos ver en el estudio realizado por de França y cols., con el objetivo de comparar la precisión de ajuste de las estructuras de zirconio y cobalto-cromo fabricadas con CAD/CAM frente a estructuras de cromo-cobalto fabricadas convencionalmente concluyendo que las estructuras fabricadas por CAD/CAM exhibían mejor precisión de ajuste en comparación con las estructuras fabricadas convencionalmente. y también Resaltando que el tipo de material utilizado en la fabricación del pilar y en las estructuras afectan el ajuste marginal. (87). En nuestro estudio, las mediciones de ajuste marginal se realizaron después de la carga cíclica, **nuestro interés se centró únicamente en describir la magnitud del desajuste tras un año de carga.** Aunque, es probable que se haya producido desgaste en la interfase entre los componentes protésicos y el implante una vez que la prótesis estuvo en funcionamiento. se han concluido diferentes estudios de que la carga cíclica no afecto significativamente al ajuste marginal de las restauraciones de zirconio libres de metal, esto se puede atribuir a la alta dureza y naturaleza quebradiza del zirconio. (88-90)

6.2 AJUSTE MARGINAL EN LITERATURA

Revisar la literatura, hemos encontrado una gran diferencia entre los valores de ajuste marginal vertical de la interfaz implante-prótesis, en diferentes estudios que indican una ausencia de uniformidad de criterios o falta de estandarización en la medición, lo que hace que los resultados en muchos casos no son comparables entre estos estudios. Una estimación del valor del ajuste marginal vertical clínicamente aceptable varía entre los diferentes estudios. Existe un consenso entre varios autores acerca de que el desajuste

marginal, que el promedio para prótesis fija sobre implantes ha de estar por debajo de 30 μ m (91). Podemos observar que nuestro resultado del ajuste marginal de zirconio en el presente estudio está en el límite clínicamente aceptado, por lo tanto, aceptamos nuestra hipótesis.

Comparar la corona de zirconio con estructuras metálicas con respecto al ajuste marginal la mayoría de los estudios demostraron que zirconio es mejor que las estructuras de metal base (87,88,90,92,94).

Con respecto a las coronas de zirconio, hemos encontrado que los estudios existentes hasta el momento en que se analizan los ajustes entre zirconio y implante son muy pocos y los resultados obtenidos muestran que existen diferencias importantes entre ellos. que van desde 1.85 μ m (92) a 80.58 μ m (90).

ESTUDIO Y AÑO	TECNICA DE CONFECCIÓN	TIPOS DE PRÓTESIS	METODO DE EVALUACIÓN	VALORES
Butignon Et al 2016 (88)	CAD/CAM	Single implant	Microscopio estéreo	5.64 μm
de França et al 2015 (87)	CAD/CAM	3-unit	Microscopio electrónico de barrido (MEB)	5.9 μm
Zaghloul et al 2013 (90)	CAD/ CAM Copy-milling technique	3-unit	Microscopio electrónico de barrido (MEB)	84.58 μm 50.33 μm
de Morais Alves da Cunha et al 2012 (93)	CAD CAM	Single implant	Microscopio electrónico de barrido (MEB)	5.7 –10.62 μm
Baldassarri et al 2012 (94)	Custom-made	3-unit	Microscopio electrónico de barrido (MEB)	8.4 –11.8 μm
Yüzügüllü et al 2008 (92)	CAD/CAM	Single implant	Microscopio electrónico de barrido (MEB)	1.85 μm
Canullo 2007 (95)	Custom-made	Single implant	Microscopio electrónico de barrido (MEB)	10.161 μm

Las diferencias encontradas entre los diferentes estudios pueden atribuirse a diversos factores, como el diseño del estudio, la metodología utilizada, las características de los diferentes sistemas de implantes o el tipo de prótesis.

Es importante mencionar que la precisión del método utilizado en este estudio depende de muchos factores, como la angulación de la muestra durante la medición, la herramienta de medición y la precisión del operador. Todos estos factores afectan los resultados finales de la medición de desajuste marginal.

Otra limitación de este estudio fue el número de muestras que se han utilizado (aunque son suficientes para estudios in vitro) y también hubo solo un grupo sin ninguna comparación con otros tipos de materiales o técnicas de fabricación. Es muy difícil generalizar los resultados que se obtuvieron.

Finalmente, debemos decir que existe una gran variedad de tipos de implantes y diferentes sistemas de zirconio. diferentes tipos de conexiones, diferentes métodos de confección y también diferentes tipos de medición, se requieren más estudios en los que se analice el comportamiento en términos del ajuste protésico del implante.

7. CONCLUSIONES

1. Los valores obtenidos de ajuste marginal vertical externo entre las coronas de zirconio confeccionadas por CAD/CAM y los implantes fue de 0.016mm (16µm) tras la carga cíclica (1 año de función).
 2. El desajuste marginal obtenido en las coronas atornilladas de zirconio sobre implantes utilizando tecnología CAD CAM, tras carga cíclica se encuentra dentro de los límites clínicamente aceptables
- .

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CHF, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. Clin Oral Implants Res. abril de 2013;24(4):384-90.
2. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100.
3. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977; 16:1-132.
4. Vootla DNR, Reddy DKV. Osseointegration- Key Factors Affecting Its Success-An Overview. IOSR J Dent Med Sci. abril de 2017;16(04):62-8.
5. Prótesis sobre implantes atornillada: ventajas e indicaciones [Internet]. Gaceta Dental. 2011 [citado 6 de septiembre de 2018]. Disponible en: <https://www.gacetadental.com/2011/09/prtesis-sobre-implantes-atornillada-ventajas-e-indicaciones-25409/>
6. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J Prosthet Dent. julio de 2002;88(1):89-95.
7. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. - PubMed - NCBI [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23661560>.
8. Top factors leading to dental implant abutment/implant fixture misfit: The dreaded macrogap [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.perioimplantadvisory.com/articles/2017/02/top-factors-leading-to-dental-implant-abutment-implant-fixture-misfit-the-dreaded-macrogap.html>.
9. Structural and quantitative analysis of a mature anaerobic biofilm on different implant abutment surfaces. - PubMed - NCBI [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26597465>.
10. Tamrakar AK, Rathee M, Mallick R, Dabas S. CAD/CAM IN PROSTHODONTICS - A FUTURISTIC OVERVIEW. :3.
11. Kim E-S, Shin S-Y. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. J Adv Prosthodont. febrero de 2013;5(1):21-8.
12. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. - PubMed - NCBI [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en:

- <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25172234>.
13. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent.* 1 de agosto de 1993;21(4):203-8.
 14. Assaf M, Gharbyeh AZA. Screw-retained crown restorations of single implants: A step-by-step clinical guide. *Eur J Dent.* 2014;8(4):563-70.
 15. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Celemin A, Del Rio Highsmith J. Factors Affecting the Decision to Use Cemented or Screw-Retained Fixed Implant-Supported Prostheses: A Critical Review. *Int J Prosthodont.* febrero de 2018;31(1):43–54.
 16. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(1):33-41.
 17. Wittneben J-G, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* junio de 2014;16(3):356-64.
 18. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* septiembre de 2013;55(3):239-44.
 19. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis - ScienceDirect [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1991790211000067>.
 20. Contemporary implant dentistry (ed 2): Misch CE (ed) with 14 contributors. St Louis, MO, Mosby-Year Book, 199, 684 pages, 641 illustrations and 133 color plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 1 de junio de 1999;57(6):753.
 21. Corrosion in titanium dental implants: Literature review [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/26414202_Corrosion_in_titanium_dental_implants_Literature_review.
 22. Hegde C, Prasad D K, S D, Hegde R. Implant Restoration Materials: An Overview. Mahesh L, editor. *Int J Oral Implantol Clin Res.* enero de 2010;43-8.
 23. Phillips' Science of Dental Materials - 11th Edition [Internet]. [citado 25 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.elsevier.com/books/phillips-science-of-dental-materials/anusavice/978-1-4557-3461-0>.
 24. Bidra AS, Tischler M, Patch C. Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1 de febrero de 2018;119(2):220-4.

25. Daou EE. The Zirconia Ceramic: Strengths and Weaknesses. *Open Dent J.* 18 de abril de 2014; 8:33-42.
26. Escalante Vasquez R. Management of occlusion over implants, Part I. Three 10-year case follow-ups and evaluations. *Dent Today.* abril de 2013;32(4):106, 108, 110-1.
27. Contemporary Fixed Prosthodontics - 4th Edition [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.elsevier.com/books/contemporary-fixed-prosthodontics/rosenstiel/978-0-323-02874-5>.
28. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *J Prosthodont.* febrero de 2009;18(2):188-94.
29. Roach M. Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants. Vol. 51. 2007. 603 p.
30. Bakitian F, Seweryniak P, Papia E, Larsson C, Vult von Steyern P. Fracture strength of veneered translucent zirconium dioxide crowns with different porcelain thicknesses. *Acta Biomater Odontol Scand.* 14 de noviembre de 2017;3(1):74-83.
31. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns: *Acta Odontologica Scandinavica*: Vol 72, No 2 [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.3109/00016357.2013.822098?src=recsys&journalCode=iode20>.
32. Costa MD, Ramos MB, Pereira JR, Castro DSM de, Pamato S, Lorenzoni FC, et al. Challenges in reconstructing an isolated anterior tooth with a metal-free crown. *Dent Hypotheses.* 10 de enero de 2013;4(4):143.
33. Philip G. Titanium and its role in Dentistry. *Titan Its Role Dent.* 2 de mayo de 2017; 7:602-8.
34. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* junio de 1993;43(3):245-53.
35. Özcan M, Hämmerle C. Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls. *Materials.* 24 de agosto de 2012;5(9):1528-45.
36. Ohkubo C, Hanatani S, Hosoi T. Present status of titanium removable dentures--a review of the literature. *J Oral Rehabil.* septiembre de 2008;35(9):706-14.
37. Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* febrero de 2013;28(1):281-7.

38. Communication methods and production techniques in fixed prosthesis fabrication: a UK based survey. Part 2: Production techniques [Internet]. [citado 24 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4340157/>
39. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont.* abril de 2014;6(2):138-45.
40. Uusalo EK, Lassila VP, Yli-Urpo AU. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. *J Prosthet Dent.* enero de 1987;57(1):26-9.
41. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* enero de 1999;20(1):1-25.
42. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations | IntechOpen [Internet]. [citado 31 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.intechopen.com/books/advances-in-ceramics-electric-and-magnetic-ceramics-bioceramics-ceramics-and-environment/application-of-zirconia-in-dentistry-biological-mechanical-and-optical-considerations>.
43. Platt P, Frankel P, Gass M, Howells R, Preuss M. Finite element analysis of the tetragonal to monoclinic phase transformation during oxidation of zirconium alloys. *J Nucl Mater.* 1 de noviembre de 2014;454(1):290-7.
44. Saridag S, Tak O, Alniacik G. Basic properties and types of zirconia: An overview. *World J Stomatol.* 20 de agosto de 2013;2(3):40-7.
45. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* agosto de 2010;37(8):641-52.
46. Performance of Zirconia for Dental Healthcare [Internet]. [citado 31 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5513513/>
47. Abduo J, Lyons K. Rationale for the Use of CAD/CAM Technology in Implant Prosthodontics [Internet]. *International Journal of Dentistry.* 2013 [citado 22 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.hindawi.com/journals/ijd/2013/768121/>
48. Augstin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell-Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont.* junio de 2012;25(3):294-300.
49. Kohal R-J, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000.* 2008; 47:224-43.
50. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber H-P, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral*

Maxillofac Implants. 2009;24 Suppl:110-7.

51. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. octubre de 2011;26(5):970-5.
52. Abduo J, Lyons K. Rationale for the Use of CAD/CAM Technology in Implant Prosthodontics [Internet]. *International Journal of Dentistry*. 2013 [citado 25 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.hindawi.com/journals/ijd/2013/768121/>
53. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *Open Dent J*. 2014; 8:85-94.
54. Shibata Y, Tanimoto Y. A review of improved fixation methods for dental implants. Part I: Surface optimization for rapid osseointegration. *J Prosthodont Res*. enero de 2015;59(1):20-33.
55. Gonçalves SEP, Bresciani E. Reconstructions using alloys and ceramics. En Elsevier; 2017. p. 23-66.
56. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica [Internet]. Quintessence. [citado 25 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.quintessence.es/revistas/13-19-revista-internacional-de-protesis-estomatologica.html>
57. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. julio de 1988;60(1):75-84.
58. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. febrero de 2004;75(2):292-6.
59. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. abril de 2003;89(4):346-51.
60. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. abril de 2004;91(4):319-25.
61. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res*. mayo de 2006;85(5):473-8.
62. Yuan JC-C, Sukotjo C. Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts. *J Periodontal Implant Sci*. abril de 2013;43(2):51-7.
63. Pita MS, Anchieta RB, Barão VAR, Garcia IR, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg*. noviembre de 2011;22(6):2327-31.

64. Ricomini Filho AP, Fernandes FS de F, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J*. 2010;21(2):123-9.
65. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. - PubMed - NCBI [Internet]. [citado 25 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11887597>
66. Muley N, Prithviraj D, Gupta V. Evolution of External and Internal Implant to Abutment Connection. Mahesh L, editor. *Int J Oral Implantol Clin Res*. 15 de septiembre de 2012; 3:122-9.
67. Semper-Hogg W, Kraft S, Stiller S, Mehrhof J, Nelson K. Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant–abutment connection. *Clin Oral Investig*. abril de 2013;17(3):1017-23.
68. Shetty M. IMPLANT ABUTMENT CONNECTION: BIOMECHANICAL PERSPECTIVES. 2014; 4:7.
69. Jorge JRP, Barao VAR, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. abril de 2013;28(2):415-22.
70. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):270-6.
71. Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw -retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabilitation* 1998; 25: 403-408.
72. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil*. 1996; 23:762–769.
73. Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc*. marzo de 2014;14(1):16-23.
74. Pasali B, Sarac D, Kaleli N, Sarac YS. Evaluation of marginal fit of single implant-supported metal-ceramic crowns prepared by using presintered metal blocks. *J Prosthet Dent*. febrero de 2018;119(2):257-62.
75. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. octubre de 1989;62(4):405-8.

76. Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont.* abril de 2004;17(2):218-23.
77. Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent J.* 2018; 12:160-72.
78. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. - PubMed - NCBI [Internet]. [citado 25 de agosto de 2018]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11203662>
79. do Nascimento C, Miani PK, Watanabe E, Pedrazzi V, de Albuquerque RF. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of an external-hex implant after saliva incubation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* agosto de 2011;26(4):782-7.
80. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* marzo de 1996;75(3):314-25.
81. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81(1):7.
82. Suárez García MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de determinación: memoria para optar al grado de doctor. [Madrid]: [Universidad Complutense de Madrid], Servicio de Publicaciones; 2006.
83. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* enero de 2011;27(1):83-96.
84. Barbosa GAS, Neves FD das, Mattos M da GC de, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J.* 2010;21(6):515-9.
85. Nascimento C do, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF de J, et al. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent.* diciembre de 2015;114(6):831-8.
86. Faria KO de, Silveira-Júnior CD da, Silva-Neto JP da, Mattos M da GC de, Silva MR da, Neves FD das. Comparison of methods to evaluate implant-abutment interface. *Braz J Oral Sci.* marzo de 2013;12(1):37-40.
87. de França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium

- fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* enero de 2015;113(1):22-8.
88. Butignon LE, de Almeida Basílio M, Santo JS, Arioli Filho JN. Vertical Misfit of Single-Implant Abutments Made from Different Materials Under Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* octubre de 2016;31(5):1017-22.
 89. Tiossi R, Gomes EA, Lapria Faria AC, Silveira Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of cyclic loading on the vertical microgap of long-span zirconia frameworks supported by 4 or 6 implants. *J Prosthet Dent.* octubre de 2014;112(4):828-33.
 90. Zaghoul HH, Younis JF. Marginal Fit of Implant-Supported All-Ceramic Zirconia Frameworks. *J Oral Implantol.* agosto de 2013;39(4):417-24.
 91. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985; 28:63-9.
 92. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* mayo de 2008;10(2):113-21.
 93. de Moraes Alves da Cunha T, de Araújo RPC, da Rocha PVB, Amoedo RMP. Comparison of fit accuracy between Procera® custom abutments and three implant systems. *Clin Implant Dent Relat Res.* diciembre de 2012;14(6):890-5.
 94. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CFJ. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* junio de 2012;27(3):537-43.
 95. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont.* octubre de 2007;20(5):489-93.
 96. Meleo D, Baggi L, Girolamo MD, Carlo FD, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Dell'Istituto Super Sanità [Internet].* marzo de 2012 [citado 5 de septiembre de 2018];(1).
 97. Mobilio N, Fasiol A, Franceschetti G, Catapano S, Mobilio N, Fasiol A, et al. Marginal Vertical Fit along the Implant-Abutment Interface: A Microscope Qualitative Analysis. *Dent J.* 6 de septiembre de 2016.
 98. Neves F, Prado C, Prudente M, Carneiro T, Zancope K, Davi L, et al. Microcomputed tomography marginal fit evaluation of computer-aided design/computer-aided manufacturing crowns with different methods of virtual model